

УДК 534.222

АНАЛИТИЧЕСКИЙ МЕТОД ДЛЯ ОЦЕНКИ АКУСТИЧЕСКИХ СВОЙСТВ СТЕТОСКОПОВ

И. В. ВОВК, И. Ю. ГОНЧАРОВА

Институт гидромеханики НАН Украины, Киев

Получено 20.08.2000

На основе использования аналитического метода частных областей с учетом вязкости воздуха решена задача о распространении звука в традиционном медицинском стетоскопе и получено соотношение, определяющее его передаточную функцию. Подробно исследовано влияние геометрических размеров элементов стетоскопа на его передаточную функцию. Проведен сравнительный анализ расчетных и экспериментальных данных. Получены исходные данные для рационального проектирования стетоскопов.

На основі використання аналітичного методу часткових областей з урахуванням в'язкості повітря розв'язано задачу про розповсюдження звуку в традиційному медичному стетоскопі і одержано співвідношення, яке визначає його передаткову функцію. Докладно досліджений вплив геометричних розмірів елементів стетоскопу на його передаткову функцію. Проведено порівняльний аналіз розрахункових та експериментальних даних. Отримані вихідні дані для раціонального проектування стетоскопів.

The problem on sound propagation in traditional medical stethoscope is solved on base of analytical method of partial domains considering the air viscosity, and the expression for its transmission function is obtained. The influence of geometrical dimensions of the stethoscope elements on its transmission function is investigated in details. Comparative analyses for theoretical and experimental data is carried out. Initial data for rational design of stethoscopes are received.

ВВЕДЕНИЕ

Аускультация (прослушивание) дыхательных шумов, возникающих в респираторном тракте человека, – один из важнейших методов диагностики заболеваний органов дыхания, традиционно осуществляемый с помощью стетоскопов, фонендоскопов и стетофонендоскопов [1]. Как известно, указанные приборы (как моноауральные, так и бинауральные) состоят не менее, чем из трех функциональных частей: головки (раструба), воспринимающей звуковые колебания с участка тела, к которому она прикладывается, звукопровода – жестких или гибких трубок, соединяющих головку с оживками, и сами оживки, которые плотно вставляются в слуховые проходы врача. Проводником звука в приборе служит содержащийся в звукопроводе воздух.

Большинство современных приборов бинауральны и снабжены также устройствами, улучшающими obturation слуховых проходов, в частности, оголовком, состоящим из удобно изогнутых металлических трубок (являющихся продолжением гибкого звукопровода) с оживками на их концах [1]. Согласно [2], все приборы для аускультации по конструктивным особенностям делятся на четыре группы: двухтрубные с рупорообразным раструбом; двухтрубные с чашеобразным раструбом; однотрубные с рупорообразным раструбом; однотрубные с чашеобразным раструбом.

В настоящее время многие фирмы выпускают

различные модели стетоскопов, которые отличаются друг от друга размерами и конструкцией основных элементов. К сожалению, эти отличия обуславливают различия моделей и по акустическим свойствам, что неоднократно подтверждалось экспериментальными исследованиями [2–8]. Поэтому врач в процессе работы всегда пользуется одной и той же моделью стетоскопа (к акустическим свойствам которой он привыкает) и практически никогда не меняет модель стетоскопа, поскольку это может привести к ошибкам в диагностике заболеваний.

Как нам кажется, значительные отличия акустических свойств существующих моделей стетоскопов вызваны тем, что разработка стетоскопов проводится не на основе достаточно строгих аналитических методов, а исключительно эмпирически на базе имеющегося у той или иной фирмы производственного опыта. Проведенный нами анализ литературных источников за последние 30 лет в какой то мере подтверждает этот вывод, хотя, по-видимому, эпизодически попытки разработать весьма приближенные методы расчета акустических параметров стетоскопов все же предпринимались (см., например, [9], где оценка коэффициента передачи стетофонендоскопа основана на использовании эквивалентных электрических схем).

Целью данной статьи является построение акустических и математических моделей стетоскопов и получение на основе использования строгого

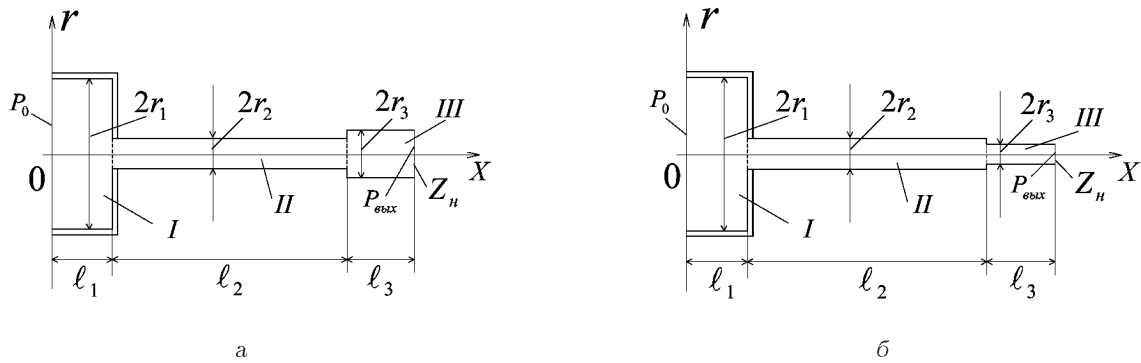


Рис. 1. Схематическое изображение (акустическая модель) стетоскопа:

а – с одним звукопроводом, б – с двумя звукопроводами;
 I – головка, II – звукопровод, III – оголовье

аналитического метода частичных областей расчетной схемы для оценки их акустических характеристик.

1. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Поскольку поперечные размеры всех элементов стетоскопа малы по сравнению с длиной волны в диапазоне частот, используемом для аускультации, то при моделировании двухтрубных устройств можно заменить две трубки одной, площадь поперечного сечения которой равна сумме площадей поперечного сечения обеих труб. Исходя из тех же соображений, чашеобразный или рупорообразный раструб можно заменить цилиндрической камерой эквивалентного объема, подобранного таким образом, чтобы наиболее точно в объемном отношении отразить реальную конструкцию раструба [10]. Схематическое изображение стетоскопов представлено на рис. 1. На рис. 1, а изображена акустическая модель стетоскопа с одним звукопроводом, который оканчивается раздвоенным металлическим оголовьем, а на рис. 1, б – акустическая модель стетоскопа с двумя звукопроводами, каждый из которых оканчивается металлическим оголовьем. При моделировании две трубки заменяются одной эквивалентной, площадь поперечного сечения которой равна сумме площадей поперечных сечений обеих труб. Таким образом, в случае устройства с одним звукопроводом с раздваивающимся оголовьем радиус сечения эквивалентной трубки равен $r_3 = r'_3 \sqrt{2}$, где r'_3 – радиус одной из трубок оголовья. Аналогично, в случае устройства с двумя звукопроводами $r_2 = r'_2 \sqrt{2}$, $r_3 = r'_3 \sqrt{2}$, где r'_2 и r'_3 – радиусы трубок звукопровода и оголовья соответственно. Внутренние стенки всех элементов стетоскопа бу-

дем считать абсолютно жесткими, что вполне допустимо, так как волновое сопротивление воздуха на несколько порядков ниже волнового сопротивления материала стенок конструкции. Будем также полагать, что звуковое поле в устройстве возбуждается за счет гармонических колебаний поверхности $x = 0$, $0 \leq r \leq r_1$ (имитирующих колебания кожи) с амплитудой давления $P_0 = 1$ Па, равномерно распределенной по поверхности (поршневое излучение). Кроме того, полагаем что с противоположной стороны прибор нагружен некой нагрузкой, представленной импедансом Z_n .

При аускультации концы звукопровода с оливками помещаются в слуховой проход, т.е. в этих условиях стетоскоп нагружен на входной импеданс уха. Проблеме измерения входного импеданса уха посвящено множество работ [11–15], в которых можно заметить достаточно большое различие в полученных данных, что, очевидно, связано с условиями измерений и значительным разбросом характеристик в зависимости от возраста, пола и других индивидуальных особенностей человека. Однако общая тенденция в поведении частотных характеристик импеданса уха, полученных разными исследователями, сохраняется. Поэтому при построении математической модели аускультации можно пользоваться некоторыми усредненными данными для импеданса уха. В данной работе использовались результаты, полученные в [11], так как данные для взрослых представлены там в усредненном виде и в достаточно широком частотном диапазоне ($125 \div 10079$ Гц). Особенно важна в этом случае нижняя область частот, поскольку основной частотный диапазон важнейших аускультативных признаков лежит в пределах $180 \div 1400$ Гц [1].

Характеристики гармонического звукового поля

внутри любой из конструкций, представленных на рис. 1, будем определять через функцию потенциала скоростей Ψ , которая удовлетворяет уравнению Гельмгольца

$$\Delta\Psi + k^2\Psi = 0, \quad (1)$$

где Δ – оператор Лапласа; $k = \omega/c$ – волновое число; ω – частота; множитель $e^{-i\omega t}$ везде опускаем.

Применяя метод частичных областей, всю область существования звукового поля внутри стетоскопа целесообразно разбить на три области: область I, область II и область III (см. рис. 1). Тогда потенциал колебательной скорости для каждой области можно записать в виде

$$\Psi_1 = \sum_{n=0}^{\infty} A_n J_0(\alpha_n r) e^{ik_n x} + \sum_{n=0}^{\infty} B_n J_0(\alpha_n r) e^{-ik_n(x-\ell_1)}, \quad (2)$$

$$\Psi_2 = \sum_{n=0}^{\infty} C_n J_0(\beta_n r) e^{i\gamma_n(x-\ell_1)} + \sum_{n=0}^{\infty} D_n J_0(\beta_n r) e^{-i\gamma_n(x-\ell_1-\ell_2)}, \quad (3)$$

$$\Psi_3 = \sum_{n=0}^{\infty} E_n J_0(\eta_n r) e^{i\tau_n(x-\ell_1-\ell_2)} + \sum_{n=0}^{\infty} F_n J_0(\eta_n r) e^{-i\tau_n(x-\ell_1-\ell_2-\ell_3)}, \quad (4)$$

где

$$k_n = \sqrt{k^2 - \alpha_n^2}. \quad (5)$$

Так как боковые стенки являются абсолютно жесткими, величины α_n , β_n и η_n находим из следующих трансцендентных уравнений:

$$\alpha_n J_1(\alpha_n r_1) = 0, \quad (6)$$

$$\beta_n J_1(\beta_n r_2) = 0, \quad (7)$$

$$\eta_n J_1(\eta_n r_3) = 0. \quad (8)$$

Поскольку радиус звукопровода мал по сравнению с длиной волны в рассматриваемом диапазоне частот, то для построения адекватной математической модели процесса распространения звука в узком звукопроводе следует учесть потери на вязкое трение. Способ учета этих потерь был подробно описан еще в [16]. Исходя из этого, имеем

$$\gamma_n = \sqrt{\delta_1^2 - \beta_n^2} - i\xi_1, \quad (9)$$

$$\tau_n = \sqrt{\delta_2^2 - \eta_n^2} - i\xi_2. \quad (10)$$

Здесь

$$\delta_1 = \frac{k}{1 - \frac{1}{r_2'} \sqrt{\frac{\mu_1}{2\omega\rho}}}; \quad (11)$$

$$\delta_2 = \frac{k}{1 - \frac{1}{r_3'} \sqrt{\frac{\mu_2}{2\omega\rho}}}; \quad (12)$$

$$\xi_1 = \frac{1}{r_2' c} \sqrt{\frac{\omega\mu_1}{2\rho}}; \quad (13)$$

$$\xi_2 = \frac{1}{r_3' c} \sqrt{\frac{\omega\mu_2}{2\rho}}. \quad (14)$$

В этих соотношениях μ_n – коэффициент динамической вязкости, который в случае воздуха составляет величину порядка $\mu_1 = 2 \cdot 10^{-3}$ Па·с, а для стенок с большой теплопроводностью (металлических) – $\mu_2 = 4 \cdot 10^{-3}$ Па·с [17]. При учете потерь в формулы (11)–(14) необходимо подставлять значение радиуса одной из трубок звукопровода или оголовья. Это позволяет более реалистично смоделировать потери в звукопроводе. Если эти потери не учитывать, то $\delta_n = k$ и $\xi_n = 0$.

Для того, чтобы найти неизвестные комплексные коэффициенты A_n , B_n , C_n , D_n , E_n и F_n , необходимо учесть следующие естественные условия сопряжения:

$$\Psi_1 = \Psi_2 \text{ при } x = \ell_1, \quad 0 \leq r \leq r_1, \quad (15)$$

$$\frac{\partial\Psi_1}{\partial x} = \begin{cases} \frac{\partial\Psi_2}{\partial x} & \text{при } x=0, \quad 0 \leq r \leq r_2 \\ 0 & \text{при } x=\ell_1, \quad r_2 \leq r \leq r_1, \end{cases} \quad (16)$$

$$\Psi_2 = \Psi_3, \text{ при } x = \ell_1 + \ell_2, \begin{cases} 0 \leq r \leq r_2 \text{ если } r_2 < r_3, \\ 0 \leq r \leq r_3 \text{ если } r_2 > r_3. \end{cases} \quad (17)$$

При $r_2 > r_3$

$$\frac{\partial\Psi_2}{\partial x} = \begin{cases} \frac{\partial\Psi_3}{\partial x} & \text{при } x = \ell_1 + \ell_2, \quad 0 \leq r \leq r_3, \\ 0 & \text{при } x = \ell_1 + \ell_2, \quad r_3 \leq r \leq r_2. \end{cases} \quad (18)$$

При $r_2 < r_3$

$$\frac{\partial\Psi_3}{\partial x} = \begin{cases} \frac{\partial\Psi_2}{\partial x} & \text{при } x = \ell_1 + \ell_2, \quad 0 \leq r \leq r_2, \\ 0 & \text{при } x = \ell_1 + \ell_2, \quad r_2 \leq r \leq r_3. \end{cases} \quad (19)$$

С учетом принятых выше допущений граничные условия для рассматриваемой задачи будут выглядеть следующим образом:

$$-i\omega\rho\Psi_1 = P_0 \quad (20)$$

$$\text{при } x = 0, \quad 0 \leq r \leq r_1,$$

$$\frac{-i\omega\rho\Psi_3}{Z_H} = -\frac{\partial\Psi_3}{\partial x} \quad (21)$$

при $x = \ell_1 + \ell_2 + \ell_3$, $0 \leq r \leq r_3$.

Условия сопряжения (15)–(19) и граничные условия (20)–(21) по сути представляют систему функциональных уравнений, количество которых равно шести. Воспользовавшись свойством ортогональности функций $J_0(\alpha_n r)$ на отрезке $0 \leq r \leq r_1$, $J_0(\beta_n r)$ на отрезке $0 \leq r \leq r_2$ и $J_0(\eta_n r)$ на отрезке $0 \leq r \leq r_3$ ($n = 0, 1, 2, \dots$), эту систему нетрудно преобразовать в бесконечную систему линейных алгебраических уравнений второго рода относительно неизвестных коэффициентов A_n, B_n, C_n, D_n, E_n и F_n , решив которую можно определить все характеристики звукового поля внутри стетоскопа.

Мы будем исследовать передаточную характеристику стетоскопа по давлению, т.е. отношение усредненного по площади давления $P_{\text{вых}}$ в сечении $x = \ell_1 + \ell_2 + \ell_3$ к усредненному по площади давлению $P_{\text{вх}}$ в сечении $x = 0$:

$$H(f) = 20 \lg \frac{P_{\text{вых}}}{P_{\text{вх}}}, \quad (22)$$

где

$$P_{\text{вых}} = \frac{1}{\pi r_3^2} \int_0^{r_3} \left(-i\omega\rho\Psi_3 \Big|_{x=\ell_1+\ell_2+\ell_3} \right) r dr;$$

$$P_{\text{вх}} = \frac{1}{\pi r_1^2} \int_0^{r_1} P_0 r dr.$$

2. АНАЛИЗ ЧИСЛЕННЫХ РЕЗУЛЬТАТОВ

При выборе геометрических размеров для наших моделей будем руководствоваться соображениями, изложенными в [18, 19] и собственными измерениями, проведенными на реальных конструкциях.

На рис. 2 представлены графики передаточной функции $H(f)$ для однотрубного (рис. 2, а) и двухтрубного (рис. 2, б) стетоскопов. Кривая 1 соответствует передаточной функции для некоторой условной базовой модели с размерами раструба $r_1 = 15$ мм, $\ell_1 = 7$ мм, размерами звукопровода $r_2 = 2\sqrt{2}$ мм в случае двухтрубного прибора и $r_2 = 2$ мм в случае однотрубного прибора, $\ell_2 = 485$ мм и размерами оголовья $r_3 = 1.75\sqrt{2}$ мм, $\ell_3 = 200$ мм. Кривая 2 отображает передаточную функцию при увеличении длины звукопровода по сравнению с базовой моделью на 20 см

($\ell_2 = 685$ мм). Кривая 3 показывает изменение передаточной функции при уменьшении длины звукопровода по сравнению с базовой моделью на 20 см ($\ell_2 = 285$ мм). Кривая 4 отражает увеличение длины раструба в два раза ($\ell_1 = 14$ мм мм). Кривая 5 описывает увеличение радиуса звукопровода в два раза ($r_2 = 4\sqrt{2}$ мм для двухтрубного прибора и $r_2 = 4$ мм для однотрубного прибора). Наконец, кривая 6 описывает передаточную функцию для базовой модели, но без учета потерь на вязкое трение.

Как видно из графиков на рис. 2, учет потерь в звукопроводе, возникающих за счет вязкости, играет решающую роль в построении передаточной функции. Многочисленные резонансы столба воздуха в конструкции сглаживаются практически полностью, за исключением, может быть, только самых низких частот.

Что касается влияния геометрических размеров раструба на передаточную характеристику, то поскольку у большинства существующих моделей они достаточно малы, изменение длины раструба влияет на характеристику только в области высоких частот. При этом частоту, на которой функция имеет максимумы, можно вычислить по формуле

$$f_p = \frac{(2n+1)c}{4\ell_1}, \quad \text{где } n = 0, 1, \dots$$

Этим и объясняется появление максимума на кривой 4 на частоте 6127 Гц. Таким образом, увеличивая длину раструба, можно повысить эффективность передачи звука на высоких частотах. При этом длина раструба не должна превышать 25 мм, чтобы избежать искажений в частотном диапазоне основных аускультативных признаков.

Основное влияние на передаточную характеристику, как это видно из приведенных графиков, оказывают размеры звукопровода. Так, увеличение длины звукопровода снижает эффективность передачи звука вследствие затухания, т.е. звукопровод нужно делать как можно более коротким. Однако при этом следует помнить, что прибор должен быть удобен в обращении и чрезмерное уменьшение его длины нежелательно. Поэтому среди множества существующих моделей приборов для аускультации следует выбирать тот, у которого суммарная длина звукопровода и оголовья не превышает $40 \div 70$ см. Однако самый существенный вклад в формирование передаточной характеристики вносит радиус звукопровода.

На рис. 3 приведены графики, иллюстрирующие изменение передаточной характеристики $H(f)$ в зависимости от изменения радиуса звукопровода

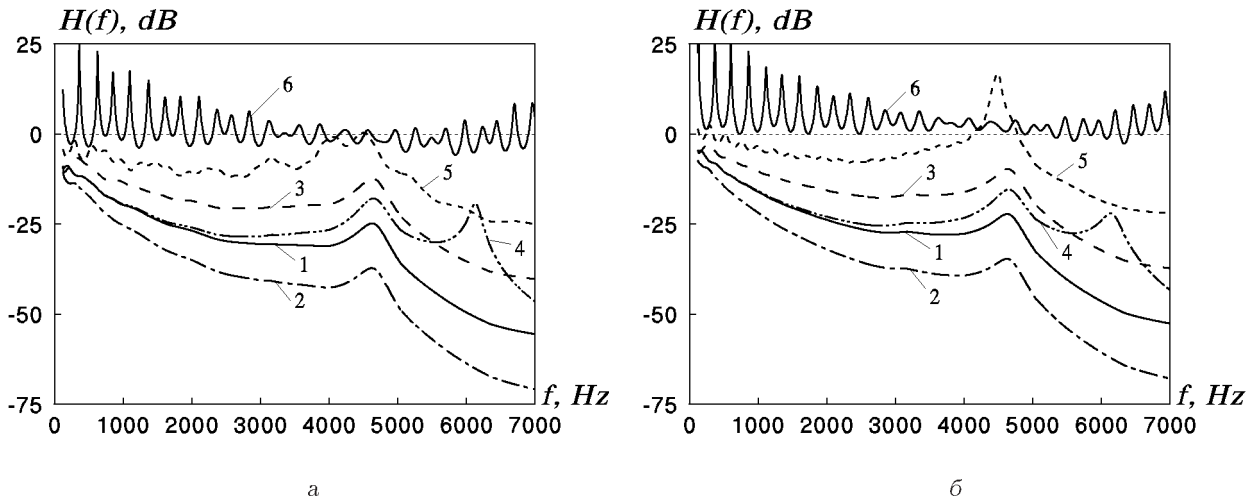


Рис. 2. Передаточная функция стетоскопа при различных геометрических размерах его конструктивных частей:
 а - для однотрубного стетоскопа, б - для двухтрубного стетоскопа

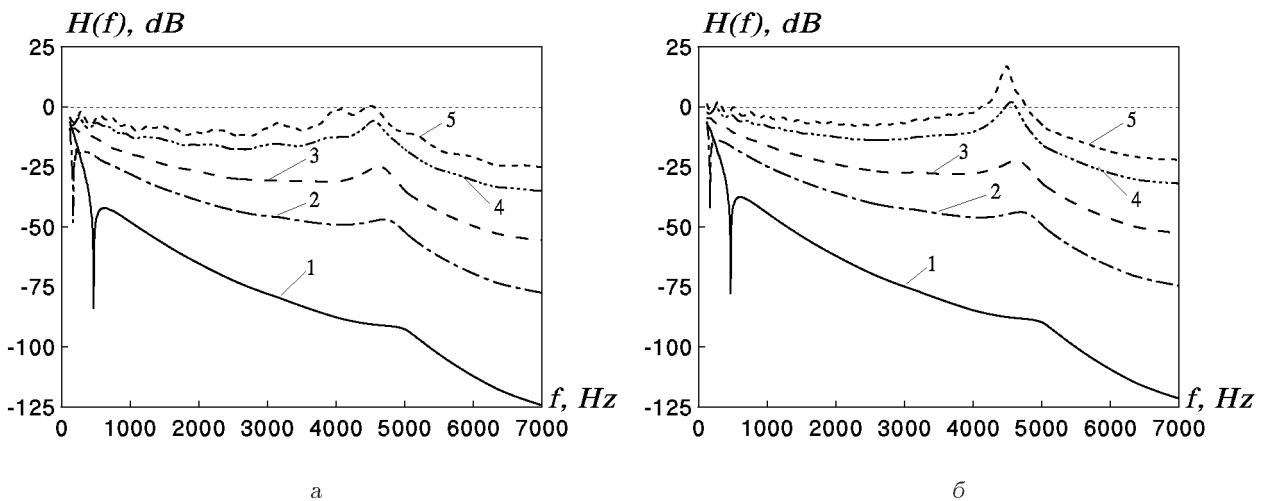


Рис. 3. Передаточная функция стетоскопа в зависимости от изменения радиуса звукопровода:
 а - для однотрубного стетоскопа, б - для двухтрубного стетоскопа

и оголовья. При этом радиус звукопровода в зоне оголовья изменяется вместе с радиусом звукопровода по формуле $r_3 = r_2 - 0.25$ (в мм), а все остальные размеры равны размерам базовой модели. Для кривой 1 - $r_2 = 1$ мм, для кривой 2 - $r_2 = 1.5$ мм, для кривой 3 - $r_2 = 2$ мм (базовая модель), для кривой 4 - $r_2 = 3$ мм и для кривой 5 - $r_2 = 4$ мм. На графиках видно, что для достаточно узких звукопроводов наблюдается значительное снижение эффективности передачи звука и даже провалы на низких частотах. С увеличением радиуса звукопровода эффективность передачи

звука повышается, так как при этом вязкие потери уменьшаются и передаточная характеристика становится все более волнистой (особенно на низких частотах).

Что касается количества звукопроводов, то при одном и том же диаметре трубки двухтрубный прибор эффективнее однотрубного, поскольку суммарная площадь звукопровода у него в два раза больше.

Одна из основных особенностей представленных графиков состоит в том, что все кривые имеют максимум в районе $4500 \div 4700$ Гц. Появление

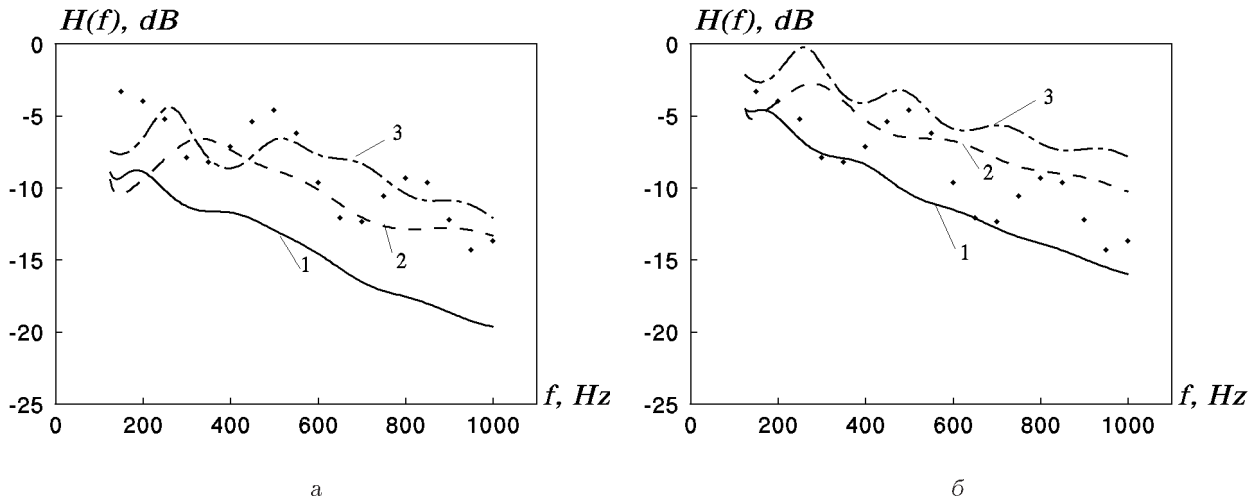


Рис. 4. Сравнение расчетных передаточных функций стетоскопа с экспериментальными данными:
а – для однотрубного стетоскопа, б – для двухтрубного стетоскопа

этого максимума обусловлено резонансными свойствами мембраны человеческого уха, выбранного для нашей модели в качестве нагрузки [11], т. е., помимо геометрических размеров, передаточная характеристика стетоскопа зависит и от индивидуальных особенностей уха человека.

Полученные выше количественные результаты вполне удовлетворительно согласуются с экспериментальными данными, представленными в статье [3]. К сожалению, в ней (как, впрочем, и других работах такого плана) не приводятся конкретные размеры элементов стетоскопов, которые подвергались экспериментальным исследованиям. Поэтому результаты сопоставления расчетных и экспериментальных данных, естественно, не могут быть исчерпывающими. На рис. 4 кривыми 1–3 показаны графики для однотрубного (рис. 4, а) и двухтрубного (рис. 4, б) приборов, полученные в результате математического моделирования, а точками – усредненные экспериментальные данные из [3]. Кривая 1 описывает базовую модель с указанными выше размерами, кривая 2 – отражает уменьшение длины звукопровода по сравнению с базовой моделью на 20 см ($l_2 = 285$ мм), кривая 3 – отображает увеличение радиуса звукопровода по сравнению с базовой моделью ($r_2 = 3$ мм).

Как видно, уровни теоретической и экспериментальной передаточных функций практически совпадают. Более того, как для теоретически рассчитанных, так и для экспериментальных данных наблюдается четкая тенденция к понижению эффективности передачи звука с ростом частоты. Однако, в отличие от теории, для эксперименталь-

ных данных наблюдается менее плавный спад (характеристика более волнистая). Последнее скорее всего связано с неточным выбором значения коэффициента динамической вязкости при учете потерь в звукопроводе в процессе математического моделирования.

ВЫВОДЫ

1. С помощью метода частичных областей решена задача о распространения звука в стетоскопах. Определена передаточная функция стетоскопа в зависимости от частоты.
2. Исследована зависимость передаточной функции от геометрических характеристик элементов стетоскопа. Показано, что в диапазоне частот, который характерен для большинства аускультативных признаков, решающую роль в формировании передаточной функции играют геометрические размеры звукопровода и величина затухания в нем звуковой энергии. Выяснено, что влияние геометрических размеров головки стетоскопа проявляется только на высоких частоты. Обнаружено, что появление максимума передаточной функции в районе $4500 \div 4700$ Гц связано с резонансными свойствами человеческого уха.
3. Проведен сравнительный анализ теоретических и экспериментальных данных о передаточных функциях стетоскопов и показано удовлетворительное совпадение этих данных.

4. Полученные результаты могут служить исходными данными для рационального проектирования стетоскопов и стетофонендоскопов.
1. *Малая медицинская энциклопедия. Том 1.*– М.: Сов. энцикл., 1991.– С 188–189.
 2. *Ertel P. Y., Merle L., Brown R. K., Stern A. M.* Stethoscope acoustic. Part 2. Transmission and filtration patterns // *Circulation.*– 1966.– Vol. 34.– P. 899–909.
 3. *Abella M., Formolo J., Penney D. G.* Comparison of the acoustic properties of six popular stethoscopes // *J. Acoust. Soc. Amer.*– 1992.– **91**, N 4, Pt. 1.– P. 2224–2228.
 4. *Вотчал Б. Е., Водолазский Л. А., Голиков В. А.* Акустические характеристики стетофонендоскопов и их измерение // *Мед. техн.*– 1972.– N 2.– С. 16–20.
 5. *Голиков В. А.* О выборе эквивалентной нагрузки при измерении акустических характеристик стетофонендоскопов // *Новости мед. приборостр.*– 1971.– Вып. 2.– С. 149–153.
 6. *Шляхтер И. А.* Частотная фильтрация как информационный критерий в инструментальных задачах аускультации // *Мед. техн.*– 1969.– N 1.– С. 25–31.
 7. *Шляхтер И. А., Кушаковский М. С.* Частотная фильтрация в аускультации сердца // *Кардиология.*– 1969.– **9**, N 3.– С. 107–112.
 8. *Kindig J. R., Beeson T. P., Campbell R. W., Andries F., Tavel M. E.* Acoustical performance of the stethoscope: A comparative analysis // *Amer. Heart J.*– 1982.– **104**, N 2, Pt. 1.– P. 269–275.
 9. *Пашкевич Е. В., Ворогушин В. А.* Алгоритм коэффициента передачи стетофонендоскопа // Тез. докл. Всесоюз. конф. “Проблемы создания аппаратуры для медицинских лабораторных исследований”. Часть 3.– Ленинград.– 1974.– С. 81–85.
 10. *Гончарова И. Ю.* Акустические резонаторы сложной формы с частично проницаемыми стенками // *Акуст. вісн.*– 1999.– **2**, N 4.– С. 23–31.
 11. *Keefe D. H., Bulen J. C., Arehart K. H., Burns E. M.* Ear-canal impedance and reflection coefficient in human infants and adults // *J. Acoust. Soc. Amer.*– 1993.– **94**, N 5.– P. 2617–2638.
 12. *Zwislocki J.* Analysis of middle-ear function. Part 1: Input impedance // *J. Acoust. Soc. Amer.*– 1962.– **34**, N 8, Pt. 2.– P. 1514–1523.
 13. *Møller A. R.* Network model of the middle ear // *J. Acoust. Soc. Amer.*– 1961.– **33**, N 2.– P. 168–176.
 14. *Møller A. R.* Improved technique for detailed measurements of the middle ear impedance // *J. Acoust. Soc. Amer.*– 1961.– **32**, N 2.– P. 250–257.
 15. *Morton J. Y., Jones R. A.* The acoustical impedance presented by some human ears to hearing-aid earphones of the insert type // *Acustica.*– 1956.– **6**.– P. 339–345.
 16. *Крендалл И. Б.* Акустика.– Л.: ВЭТА, 1934.– 171 с.
 17. *Ржевкин С. Н.* Курс лекций по теории звука.– М.: Изд-во МГУ, 1960.– 335 с.
 18. *Littmann D.* An approach to the ideal stethoscope // *J. Amer. Med. Ass.*– 1961.– **178**.– P. 504–505.
 19. *Rappaport M. B., Sprague H. B.* The effects of tubing bore on stethoscope efficiency // *Amer. Heart J.*– 1951.– **42**.– P. 605–609.